

АНАЛИЗ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ИССЛЕДОВАНИЯ АНОМАЛЬНОЙ ПРОВОДИМОСТИ СЕРДЦА

К.С. Смольянова

(Харьковский национальный университет радиоэлектроники)

Нарушения в каком-нибудь участке проводящей системы может приводить к несогласованию всех ее элементов и нарушению ритма, в крайних случаях – образованию параллельных участков проводящей системы. Для решения возникающих при этом проблем предлагается метод снятия потенциалов из поверхности тела человека с помощью матрицы электродов с дальнейшей обработкой их с помощью преобразования Лапласа.

аномальная проводимость сердца, преобразование Лапласа

Формирование диагностических критериев по электрокардиограмме сопровождается совершенствованием биофизических моделей, направленных на объединение электрофизиологии сердечной функции и формы сигналов ЭКГ. Однако по стандартной ЭКГ трудно определить деформации проводящей системы. Для поиска аномальных проводящих путей применяется метод электрокартирования – снятие потенциалов с поверхности тела человека с помощью матрицы электродов. Затем данные обрабатываются с помощью преобразования Лапласа.

Постановка проблемы. В работах [1 – 3] предложен метод, основанный на нанесении карты распределения Лапласиана по поверхности тела человека (РЛПТ). Этот метод позволяет определить отклонения в проводящей системе сердца и получить полный набор поверхностных карт тела от одного набора измерений. В работе [1] использовалась 150-дисковая система снятия потенциальных данных с поверхности тела человека. С помощью трехмерной модели сердце-туловище проводилось компьютерное моделирование для оценки распределения Лапласиана по поверхности тела человека в обнаружении и решении многочисленных электрических сердечных событиях. В результате исследований было выяснено, что метод РЛПТ превосходит метод распределения потенциалов по поверхности тела человека (РППТ) в практическом решении задачи. Предложенный [1, 6] метод электрокартирования является дорогостоящим (используется 150 серебряных электродов). Для снятия карты потенциалов требуется большое количество времени, что усложняет расчеты в реальном режиме времени. Кроме того, рассмотренные иссле-

дование демонстрирует, что Лапласиан ЭКГ (ЛЭКГ) рассчитанное по локальному конечно-разностному алгоритму, имеет допустимое соотношение сигнал\шум за период желудочковой деполяризации и реполяризации. Несмотря на многие уникальные характеристики ЛЭКГ не получила широкого применения в медицинской практике. Частично из-за нерешенных вопросов, связанных с его соотношением сигнал\шум. Полученные данные представляют собой шаг вперед в клиническом применении ЛЭКГ и показывают возможность экспериментальной записи ЛЭКГ на человеке. Другие, более совершенные, технологии обработки сигнала, основанные на сплайнах, предполагают дальнейшее их применение для улучшения соотношения сигнал\шум ЭКГ [4].

Целью данного исследования является: уменьшение количества точек для снятия карты потенциалов и увеличение скорости обработки ЭКГ. Увеличить количество одновременно регистрируемых ЭКГ, снизить стоимость системы и увеличить соотношение сигнал\шум. Для этого используется матрица электродов расположенных 3 столбца × 3 строки.

В работах [1 – 3] рассматривалось уравнение полной плотности тока с учетом того, что тело линейно, изотропно и имеет кусочно-гомогенный проводник.

Рассмотрим локальную координату системы (u_1, u_2, u_3) с началом в точке на поверхности тела. Тогда, трехмерный Лапласиан электрического потенциала имеет вид [2]

$$\nabla^2 V = \frac{1}{h_1 h_2 h_3} \left[\frac{\partial}{\partial u_1} \left(\frac{h_2 h_3}{h_1} \frac{\partial V}{\partial u_1} \right) + \frac{\partial}{\partial u_2} \left(\frac{h_1 h_3}{h_2} \frac{\partial V}{\partial u_2} \right) + \frac{\partial}{\partial u_3} \left(\frac{h_2 h_2}{h_3} \frac{\partial V}{\partial u_3} \right) \right], \quad (1)$$

где $h_1, h_2,$ и h_3 – факторы масштаба этой системы координат. Если мы принимаем u_3 как местный нормальный на поверхности тела, тогда (u_1, u_2) принимаем как местные ортогональные поверхностные координаты. Лапласиан кардиограммы определен как отрицательная поверхность потенциала тела.

Предполагалось, что грудь может быть аппроксимирована как плоская поверхность в окрестности точки наблюдения Р, где Лапласиан кардиограммы должен быть оценен, с помощью касательной плоскости в точке рассмотрения.

Для поверхности торса с 96 взятыми точками (электродами) (x_i, y_i, z_i) , где $i = 1, \dots, 96$ геометрия поверхности тела может быть смоделирована с помощью двухмерной сплайн функцией (выражение 2) [5]

$$z = f(x, y) = \sum_{i=1}^{96} p_i K_{m-1} + Q_{m-1} = \sum_{i=1}^{96} p_i d_i^{2(m-1)} \log(d_i^2 + w^2) + \sum_{d=0}^{m-1} \sum_{k=0}^d q_{dk} x^{d-k} y^k, \quad (2)$$

где m – порядок сплайна, задан равным 2; $d_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2$, K_{m-1} и

Q_{m-1} – основные и соприкасающиеся функции, соответственно; w – константа, которая учитывает эффективный радиус записывающего электрода.

Таким же образом заданные записи потенциалов поверхности тела V_i в положениях (x_i, y_i, z_i) $i=1, \dots, 96$ – это распределение потенциала по поверхности тела, которое смоделировано трехмерным сплайном (выражение 3)

$$V(x, y) = \sum_{i=1}^{96} t_i H_{m-1} + R_{m-1} = \sum_{i=1}^{96} t_i r_i^{(2m-3)/2} + \sum_{d=0}^{m-1} \sum_{k=0}^d \sum_{g=0}^k q_{dkg} x^{d-k} y^{d-k} z^g, \quad (3)$$

где m – порядок сплайна, задан равным 3; $r_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + (z - z_i)^2$, H_{m-1} и R_{m-1} – основные и соприкасающиеся функции, соответственно.

Неизвестные коэффициенты (p_i, q_{dk}) в выражении (2) и (t_i, r_{dkg}) в выражении (3) определяются решая матричное уравнение [6 – 9].

В работах [1, 5 – 9] были проведены экспериментальные исследования, в которых поверхностные потенциалы были зарегистрированы с помощью 150 серебряных униполярных электродов диаметром 6 мм. Электроды были установлены равномерно на эластичной контактной площадке и образовали прямоугольную решетку с одинаковым межэлектродным расстоянием 2 см, покрывая переднелатеральную грудь объекта (см. рис. 1).

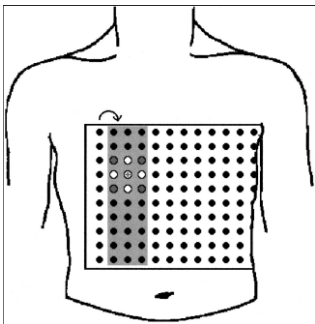


Рис. 1. Конфигурация электродов по переднелатеральной части груди

Заштрихованная область – это блок из 30 электродов, с которых были получены данные потенциала. Регистрация выполнялась с помощью перемещения блока из 30 электродов на одну колонку вправо, как показано на рис. 1.

Объект находился в положении лежа на спине в электрически экранированной комнате. Для поддержания хорошего контакта между электродами и телом человека использовались электролитические гели.

Потенциалы были усилены с коэффициентом усиления 1000 и полосовым фильтром 0,5 – 200 Гц при 32-канальной малошумной системе сбора информации, которая может усиливать, фильтровать и посылать данные на главную вычислительную машину (ПК) для 32 каналов одновременно. Одновременно с каждым блоком потенциальных сигналов производилась регистрация и первого отведения кардиограммы, которое служит маркером времени (стрибирующий сигнал). Процедура регистрации была повторена для каждого следующего блока, который был получен путем перемещения его на одну колонку вправо (рис. 1). Для

каждого блока, были зарегистрированы минимум десять сердечных сокращений потенциальных сигналов.

Усиленные и отфильтрованные потенциальные сигналы были преобразованы из аналоговой в цифровую форму, с использованием 12-битового АЦС с частотой дискретизации 500 Гц (оцифрованный в 1кГц при разрешении 1 мс для длительности 30 с или выборки 30 Кб). Потенциальные сигналы обработаны с использованием трехточечного фильтра по методу скользящего среднего значения в пределах временной зоны.

Для дальнейшего улучшения качества сигналов ЛЭКГ проводился расчет от усредненных потенциальных ЭКГ для временных отрезков более 10 кардиоциклов, а также минимизация количества электродов [3, 4].

Совершенствование модели. Для решения задачи минимизации количества электродов и оптимизации времени обработки, геометрия поверхности тела и распределение потенциала с использованием сплайн функции.

Рассмотрим выражение 2 для случая 9 электродов, расположенных на поверхности торса (x_i, y_i, z_i) , $i = 1, \dots, 9$ геометрия поверхности может быть смоделирована с помощью двухмерной сплайн функцией (выражение 4):

$$z = f(x, y) = \sum_{i=1}^9 p_i K_{m-1} + Q_{m-1} = \sum_{i=1}^9 p_i d_i^{2(m-1)} \log(d_i^2 + w^2) + \sum_{d=0}^{m-1} \sum_{k=0}^d q_{dk} x^{d-k} y^k, \quad (4)$$

Упростим выражение, выполнив подстановку коэффициентов во второе слагаемое.

При $m = 2$, $d_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2$ получаем

$$\begin{aligned} z &= f(x, y) = \sum_{i=1}^9 p_i K_{m-1} + Q_{m-1} = \\ &= \sum_{i=1}^9 p_i \left\{ (x - x_i)^2 - (y - y_i)^2 \right\}^{(2-1)} \log \left[(x - x_i)^2 - (y - y_i)^2 + w^2 \right] + \sum_{d=0}^{2-1} \sum_{k=0}^d q_{dk} x^{d-k} y^k = \\ &= \sum_{i=1}^9 p_i \left\{ (x - x_i)^2 - (y - y_i)^2 \right\}^{(2-1)} \log \left[(x - x_i)^2 - (y - y_i)^2 + w^2 \right] + \{q_{00} + q_{10}x + q_{11}y\}. \end{aligned}$$

Для записи электрокартограммы поверхности тела человека, смоделированного с помощью трехмерного сплайна $m = 3$, получаем следующее выражение (используя выражение 1)

$$\begin{aligned} V(x, y) &= \sum_{i=1}^{96} t_i H_{m-1} + R_{m-1} = \sum_{i=1}^{96} t_i r_i^{(2m-3)/2} + \sum_{d=0}^{m-1} \sum_{k=0}^d \sum_{g=0}^k q_{dkg} x^{d-k} y^{d-k} z^g = \\ &= \sum_{i=1}^9 t_i r_i^{3/2} + r_{000} + r_{100}x + r_{110}y + r_{111}z + r_{200}x^2 + r_{210}xy + r_{211}xz + r_{220}y^2 + r_{221}yz + r_{222}z^2. \end{aligned}$$

Для каждого распределения, где Лапласиан ЭКГ должен быть рассчитан, определяется тангенциальная плоскость, на которую проектируется положение соседнего электрода.

Потенциал в маленьком круге, описывающем область расчетов, рассматривается из спроектированных значений потенциалов. На (рис. 2) приведена схема с помощью, которой можно рассчитать Лапласиан ЭКГ.

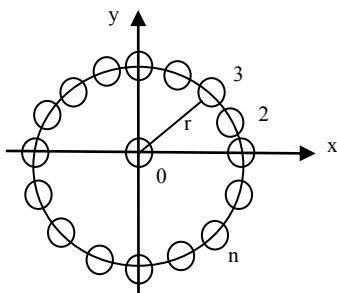


Рис. 2. Схематическая диаграмма виртуального круглого электрода

$$L_0 = \frac{4}{r^2} \left(V_0 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n V_i \right),$$

где V_1 – указывает на потенциал в одной из окружающих точек; r – радиус окружности; n – количество окружающих точек.

Предлагается рассмотреть систему сбора данных, используя 9-ти дисковую систему съема информации. Для этого необходимо: однокристалльный микроконтроллер; 10-ти каналный АЦП; Компорт (достаточно такого так количество передаваемых бит в секунду не превышает 115 – 200 тыс.); контроллер типа FT 232 (на случай если будет необходима внешняя передача данных по USB порту).

Таким образом, для того чтобы получить данные с объекта (используя 9-ти дисковую систему съема данных), необходимо, что бы потенциалы были усилены с коэффициентом усиления 1000, использовался полосовой фильтр 0,5 – 200 Гц при 10(12)-канальной маломощной системе сбора информации (которая может усиливать, фильтровать и посылать данные на главную вычислительную машину (ПК) для 10 каналов одновременно).

В проанализированном исследовании, был получен один блок потенциальных данных с 30-ти каналами (3 колонки \times 10 рядов). Предполагается получения потенциальных данных с 9 каналов (3 колонки по 3 ряда). Усиленные и отфильтрованные потенциальные сигналы будут преобразованы из аналоговой в цифровую форму, с использование 10-битового АЦП (9 каналов – данные полученные с 9-ти электродов и один канал – первое отведение кардиограммы) с частотой дискретизации 500 Гц.

Выводы. В результате проведенных исследований был разработан комплексный метод снятия и обработки данных ЭКГ, позволяющих решить задачу неинвазивного обнаружения аномальной проводящей системы сердца. В основу метода лег факт взаимной корреляции потенциалов смежных электродов. Оценка потенциалов на электродах стала возможна посредством применения матрицы перемещения, полученной из множества полного РППТ статистическим способом.

Решение задачи минимизации неизбежно включает в себя преодоление проблем связанных с технической реализацией точности снятия потенциалов и достижения необходимого отношения полезный сигнал\шум.

ЛИТЕРАТУРА

1. Bin He. *Theory and Applications of Body-Surface Laplacian ECG Mapping // IEEE Engineering in medicine and biology.* – September/October. – P. 102-109.
2. Dongsheng Wu, Ho Chie Tsai, Bin He *On the Estimation of the Laplacian Electrocardiogram during Ventricular Activation. Annals of Biomedical Engineering, Vol 27.* – 1999. – P. 731-745.
3. Yasuaki Teramachi, Etsuzo Ierauchi Kazuhiro Tsuchimoto, Yoshiwo Okamoto, Masafumi Kasama, Takeshi Tsumi, Youichi Takeyama *Reduction in the Number of Electrodes for Body Surface Potential Map (BSMP) by Classifying BSPM in the Direction of Vectorcardiogram // International Journal of Bioelectromagnetism.* – 2003. – Vol. 5, № 1. – P. 346-347.
4. Jie Lian, Sriram Sprinivasan, Ho-Chie Tsai, Dongsheng Wu, Baaz Avitall, Bin He. *Estimation of Noise Level and Signal to Noise Ratio of Laplacian Electrocardiogram During Ventricular Depolarization and Repolarization // Journal of Pacing and Clinical Electrophysiology.* – October 2002. – Vol. 25, № 10. – P. 1474-1487.
5. Guanglin Li, Ouy Lian, Prathyusha Salla, Jia Cheng, Indiresha Ramachandra, Parthiv Shah, Baaz Avitall, Bin He. *Body Surface Laplacian Electrocardiogram of Ventricular Depolarization in Normal Human Subjects // J Cardiovasc Electrophysiol.* – January 2003. – Vol. 14. – P. 16-27.
6. Guanglin Li, Jie Lian, Bin He. *Spatial Resolution of Body Surface Potential and Laplacian Pace Mapping // Journal of pacing and clinical electrophysiology.* – April 2002. – Vol. 25, № 4, part 1. – P. 420-429.
7. Fred Kornreich. *Optimal Left Ventricular Hypertrophy Classification and Quantification: Insights from Body Surface Potential Maps // International Journal of Bioelectromagnetism.* – 2003. – Vol. 5, № 1. – P. 197-198.
8. Martin R. Arthur, Krisha J. Timbadia, Ali Rauf, Jason W. Trobaugh. *Effects of Reducing the Full-Body Surface to a Torso Model in Forward and Inverse Electrocardiography // International Journal of Bioelectromagnetism.* – 2003. – Vol. 5, № 1. – P. 312-313.
9. Milan B. Horáček. *Body-Surface Potential Maps Can Identify Substrate for Ventricular Arrhythmias // International Journal of Bioelectromagnetis.* – 2003. – P. 331-334.

Поступила 25.03.2005

Рецензент: кандидат технических наук, профессор А.И. Поворознюк,
Национальный технический университет «ХПИ», Харьков.